

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MĚŘENÍ KREVNIHO TLAKU V PROSTŘEDÍ LABVIEW

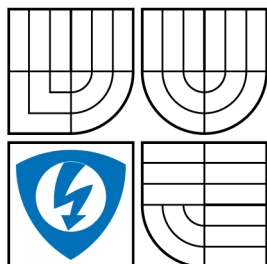
BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ONDŘEJ PELIKÁN



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY



FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MĚŘENÍ KREVNÍHO TLAKU V PROSTŘEDÍ LABVIEW BLOOD PRESURE MEASUREMENT IN LABVIEW

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ONDŘEJ PELIKÁN

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. VRATISLAV HARABIŠ, Ph.D.

BRNO 2015



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Ondřej Pelikán

ID: 147698

Ročník: 3

Akademický rok: 2014/2015

NÁZEV TÉMATU:

Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s neinvazními metodami měření krevního tlaku a popište je. Zaměřte se především na metodu detekce Korotkovových zvuků. Seznamte se možnostmi tlakové sondy Vernier a rozhraními pro propojení s programovacím jazykem LabVIEW. Navrhněte a realizujte vhodný přípravek, který vám umožní přenášet Korotkovovy zvuky a měřit krevní tlak pomocí počítače.

Navrhněte a implementujte ucelený program v prostředí LabVIEW, který umožní automatizované měření krevního tlaku na základě detekce Korotkovových zvuků. Stanovte přesnost navrženého řešení v porovnání s komerčně dostupnými automatickými měřiči krevního tlaku.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] WARD, M., LANGTON, J. A. Blood pressure measurement. Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain. 2007, vol. 7, no. 4, pp. 122-126

[2] ASHLEY, K. L. Analog Electronics with LabVIEW, New York: Pearson Education, Inc., 2003

Termín zadání: 9.2.2015

Termín odevzdání: 28.5.2015

Vedoucí práce: Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

Konzultanti bakalářské práce:

doc. Ing. Tomáš Kratochvíl, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Hlavním cílem této práce je navrhnout a realizovat přípravek, který umožňuje získávat Korotkovovy zvuky a měřit krevní tlak pomocí počítače.

V práci je uveden návrh předzesilovače pro získávání Korotkovových zvuků, zapojení přípravku i softwarový návrh pro sběr dat. Dokument také obsahuje teoretické informace o možnostech měření krevního tlaku.

KLÍČOVÁ SLOVA

měření krevního tlaku, měření auskultační metodou, LabVIEW, detekce korotkovových zvuků, krevní tlak, TK

ABSTRACT

The main purpose of this semestral project is to design and realize a product that allows to acquire the Korotkoff's sounds and measure blood pressure by using a computer.

The paper gives a proposal of the preamplifier for acquisition of Korotkoff's sounds, wiring of product and designed software for data acquisition. Document also contains theoretical informations about options of blood pressure measuring.

KEYWORDS

blood pressure measurement, auscultatory measurement method, LabVIEW, detection of Korotkoff sounds, blood pressure, BP

PELIKÁN, Ondřej *Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW*: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav radioelektroniky, 2015. 39 s. Vedoucí práce byl Ing. Vratislav Harabiš, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Měření krevního tlaku v prostředí LabVIEW“ jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval doktoru Vratislavu Harabišovi za cenné rady, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích a vypracování bakalářské práce.

Brno

.....

(podpis autora)

OBSAH

1	Úvod	10
2	Teoretický úvod	11
2.1	Krevní tlak	11
2.1.1	Hypotenze	11
2.1.2	Hypertenze	12
2.1.3	Laminární proudění	13
2.1.4	Turbulentní proudění	13
2.2	Historie měření krevního tlaku	13
2.3	Přímé měření krevního tlaku	13
2.3.1	Měření pomocí katétru	14
2.3.2	Halesova metoda	14
2.4	Nepřímé měření krevního tlaku	14
2.4.1	Auskultační metoda	15
2.4.2	Oscilometrická metoda	16
2.4.3	Palpační metoda	18
2.4.4	Ultrazvuková metoda	18
2.4.5	Spojitě nepřímé měření TK	19
3	Praktická část	21
3.1	Mikrofon	21
3.2	Předzesilovač Korotkovových zvuků	21
3.3	Měřicí rozhraní SensorDAQ	23
3.4	Tlaková sonda Vernier	24
3.5	Zapojení přípravku	24
3.6	Program v LabVIEW	25
3.6.1	Získávání a filtrace dat	26
3.6.2	Prahový detektor	27
3.6.3	Určení diastolického tlaku	28
3.6.4	Ukončení programu	29
3.6.5	Kalibrace přístroje	30
3.6.6	Uživatelské rozhraní	30
3.6.7	Výsledky měření	31
4	Závěr	32
	Literatura	33

Seznam symbolů, veličin a zkratk	35
Seznam příloh	36
A Návrh předzesilovače	37
A.1 Obvodové zapojení	37
A.2 Deska plošného spoje – top (strana součástek)	37
B Seznam součástek	38
C Demonstrační video	39

SEZNAM OBRÁZKŮ

2.1	Průběh krevního tlaku. [18]	11
2.2	Graf úrovní krevního tlaku. [18]	12
2.3	Laminární a turbulentní proudění. [19]	13
2.4	Vliv průběhu tlaku v manžetě na vznik Korotkovových zvuků. [6]	16
2.5	Vliv průběhu tlaku v manžetě na vznik oscilací. [11]	17
2.6	Znázornění měření palpační a auskultační metody. [11]	18
2.7	Znázornění měření ultrazvukovou metodou. [11]	19
2.8	Princip měření TK metodou spojitého nepřímého měření. [11]	20
3.1	Zapojení pinů operačního zesilovače LM 741. [17]	21
3.2	Schéma zapojení s naznačením propustí.	22
3.3	Průběh frekvenční charakteristiky předzesilovače.	23
3.4	Měřicí rozhraní sensor DAQ.[20]	23
3.5	Blokový diagram přípravku.	24
3.6	Vývojový diagram programu.	25
3.7	Prvek Single-point pro získávání hodnot tlaku.	26
3.8	FIR filtr pt-by-pt.	26
3.9	Snímané Korotkovovy zvuky.	27
3.10	Nastavení detekovaného prahu.	27
3.11	Detekce systolického tlaku.	28
3.12	Zajištění posledního píku.	28
3.13	Detekce diastolického tlaku.	29
3.14	Flat sequence structure s uloženým diastolickým tlakem a dialogem.	29
3.15	Ukončení programu se zavedeným zpožděním.	29
3.16	Vyresetování logických 1 na logické 0.	30
3.17	Uživatelské rozhraní programu pro měření krevního tlaku.	31
A.1	Schéma zapojení předzesilovače Korotkovových zvuků.	37
A.2	Deska plošného spoje.	37

SEZNAM TABULEK

2.1	Doporučené rozměry manžety podle AHA.[9]	16
3.1	Změřené hodnoty frekvenční charakteristiky předzesilovače.	22
3.2	Naměřené hodnoty tlaků z 2 různých přístrojů	31

1 ÚVOD

Měření a určování krevního tlaku je velmi důležitým bodem pro posuzování zdravotního stavu pacienta. Mnoho chorob se dá zjistit pouze tímto způsobem.

Existují dva typy měření. Prvním vynalezeným způsobem je přímé měření, známé od první poloviny 19. století, při kterém se aplikuje sonda přímo do krevního řečiště pacienta, v němž se tlak měří. Druhý způsob se nazývá nepřímé měření a v dnešní době je nejpoužívanější, protože není potřeba nijak narušovat tělo pacienta. Neinvasivní měření pojímá několik metod, mezi kterými jsou nejoblíbenější oscilometrická a auskultační metoda.

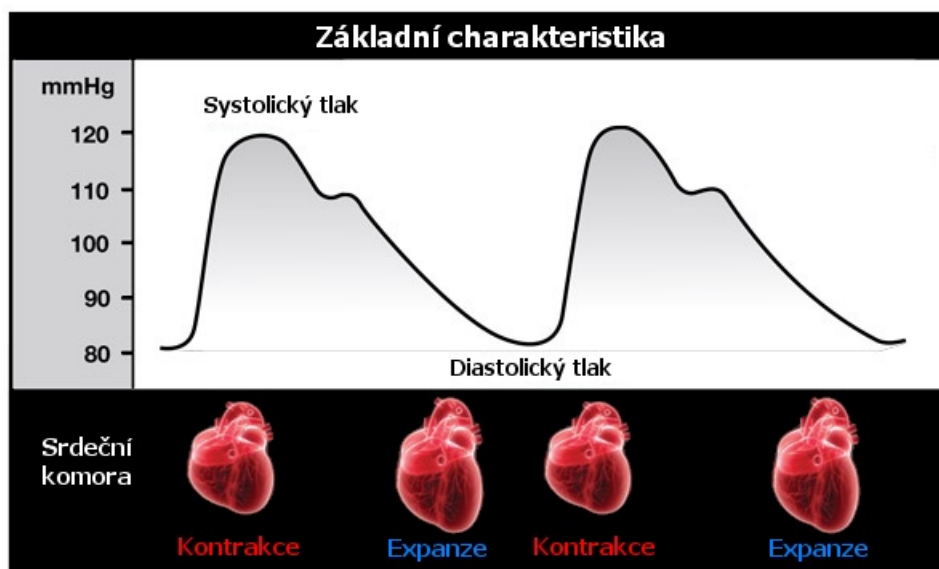
Tato práce je rozdělena do čtyř částí, přičemž první kapitola obsahuje úvod a čtvrtá závěr. Druhá kapitola se věnuje popisování krevního tlaku a metod měření, aby se čtenáři seznámili se všemi metodami měření a jejich využitím. Ve třetí kapitole jsou popsány prvky použité v zapojení pro měření krevního tlaku, stavový diagram tohoto zapojení, postup vytváření návrhu předzesilovače a popis samotného programu zajišťujícího měření krevního tlaku.

2 TEORETICKÝ ÚVOD

2.1 Krevní tlak

Krevní tlak dobře indikuje stavy kardiovaskulárního systému, díky čemuž se využívá k diagnostickým účelům a terapiím. Jsou dvě meze, mezi kterými se TK mění. Vrchní mez se nazývá systolický tlak a spodní mez je tlak diastolický. Je-li tlak v arteriích za systoly maximální, jedná se o tlak systolický. Ten nastává, když srdce vypuzuje okysličenou krev. Když je při zpětném natékání odkysličené krve do srdeční komory TK v arteriích za diastoly nejnižší, jedná se o diastolický tlak.

Jednotka krevního tlaku je milimetr rtuťového sloupce mmHg. V minulosti byly snahy sjednotit měření na fyzikální jednotky, čímž se zavedla jednotka torr, ale v medicíně přetrvaly milimetry rtuťového sloupce. Diastolický tlak nabývá ve většině případů o 35-50mmHg nižších hodnot než systolický. Normální hodnota TK se u dospělého člověka pohybuje přibližně okolo 120/80mmHg. Ve spánku bývá nižší a od probuzení se začíná zvyšovat, což znamená, že je krevní tlak závislý na denní době a fyzické i psychické činnosti. Stejně tak se TK zvyšuje s narůstajícím věkem. [1][8]



Obr. 2.1: Průběh krevního tlaku. [18]

2.1.1 Hypotenze

K hypotenzi dochází při dlouhodobém poklesu TK pod úroveň 90/60mmHg. Ve výsledku se do orgánů dostává méně okysličené krve. To může být způsobeno tím, že

srdce nedokáže pumpovat do tepen potřebné množství krve. Další příčina může spočívat v tom, že cévy nedokážou správně regulovat odpor pro krev, a tím je v různých částech těla objem krve jiný.

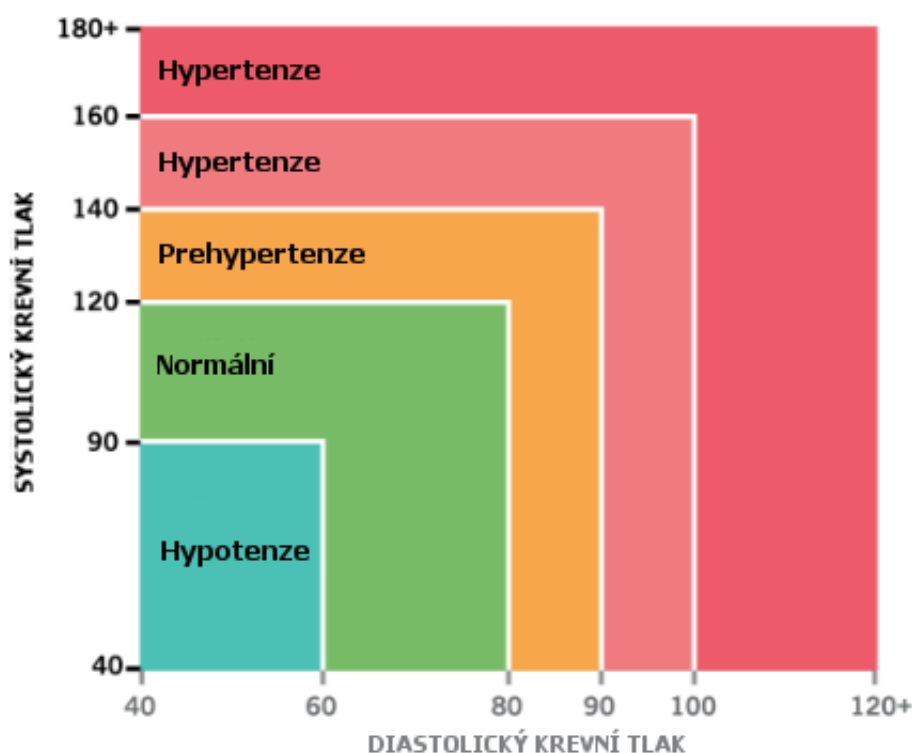
Hypotenze se projevuje studenými končetinami, únavou, mžitky před očima, závratěmi i omdláváním. [1][2][3]

2.1.2 Hypertenze

Hypertenze – zvaná také jako tichý zabiják – se projevuje zvýšením krevního tlaku nad 140/90mmHg. Hypertenze se často projevuje u lidí vyššího věku. Je to způsobeno především tím, že starší lidé mají méně pružné stěny cév, které se nedokážou při vyšším tlaku přizpůsobit a roztáhnout.

V mnoha případech lidé ani neví, že hypertenzi mají, a nepocítují žádné známky této nemoci. Hypertenze se může projevovat častou únavou, bolestmi hlavy či poruchami spánku. Její příčinou může být nedostatek pohybu, nadměrná konzumace alkoholu, nadváha, obezita a nadměrná konzumace soli.

Pro zjištění hypertenze je zapotřebí série měření, jelikož z jedné naměřené hodnoty nelze stav pacienta diagnostikovat. [1][4][5]



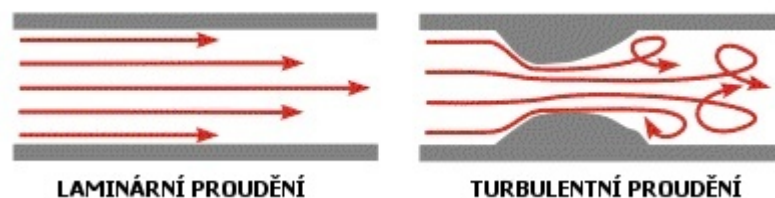
Obr. 2.2: Graf úrovní krevního tlaku. [18]

2.1.3 Laminární proudění

Má-li proudění krve nebo jiné kapaliny charakteristiku laminárního proudění, znamená to, že roztok proudí uprostřed trubice nejrychleji a u krajů nejpomaleji nebo vůbec.[9]

2.1.4 Turbulentní proudění

Chaotický průtok krve v mnoha směrech značí proudění turbulentní. Při měření krevního tlaku se turbulentní proudění získává zaškrcením artérie manžetou a jejím následným uvolňováním. Zastavená krev tak začne různě proudit a narážet do stěn tak, jak je patrné z obrázku 2.4. [9]



Obr. 2.3: Laminární a turbulentní proudění. [19]

2.2 Historie měření krevního tlaku

Roku 1733 poprvé změřil krevní tlak fyzik Steven Hales. Výsledku dosáhl vložení trubice přímo do zvířecí cévy. Neinvazivní metody měření jsou známy od počátku 19.století, ačkoliv první sfygmomanometr byl vytvořen roku 1896 italským lékařem Riva Roccim. Roku 1905 popsal Nikolaj Korotkov různé zvuky při poslechu zaškrcené pažní tepny během upouštění vzduchu v manžetě.

U člověka byl krevní tlak poprvé změřen roku 1901 během anestézie. V dnešní době se TK měří vždy při anestézii. To pomáhá detekovat nežádoucí události, které během anestézie nastaly. [8]

2.3 Přímé měření krevního tlaku

U metody přímého měření se zařízení spojuje přímo s krevním řečištěm pacienta. Jedná se o invazivní měření, což vyžaduje porušení povrchu těla pacienta a zavedení sondy na určené místo měření. Snímací zařízení bývá spojeno buď přes sloupec kapaliny, například katétrem vyplněným kapalinou, nebo může být vložen přímo do

krevního řečiště. Díky těmto spojením měřicího zařízení a krevního řečiště, lze na rozdíl od nepřímých metod využívajících manžetu k zaškrcení a omezení průtoku krve, získat spojitě záznamy měření. [9]

2.3.1 Měření pomocí katétru

Katétr je ohebná trubice s pevnými stěnami, které se nedeformují při změně tlaku v krevním řečišti. Délka trubice je závislá na místě měření. Katétr je vyplněný kapalinou, ale nesmí být dlouhodobě vyplněný krví, protože ta má tendenci se srážet. Je složený tak, že se přes něj nemohou dostat vzduchové bubliny do krevního řečiště pacienta. Nestlačitelná kapalinová výplň a snímač tvoří přenosový systém, u kterého je ústí trubice zavedeno na místo měření a tvoří zde vstup. Výstupem je získávaný signál pocházející ze snímače.

K jediným objemovým změnám dochází v komůrce snímače. Příčinou je změna tlaku, která posouvá membrány snímače. Zvýší-li se krevní tlak, krev se tlačí do ústí trubice a následně dochází v komůrce snímače k objemovým změnám. Při poklesu tlaku je tomu naopak. [9]

2.3.2 Halesova metoda

Tato metoda je jedna z prvních metod, kterými se krevní tlak měřil. Dnes se využívá k měření tlaku míšního a CVP (Central venous pressure). CVP je tlak měřený poblíž pravé srdeční předsíně. Pro měření se do těla pacienta zavádí tenká trubička. Měření je místo v milimetrech rtuťového sloupce prováděno v centimetrech vodního sloupce(cmH_2O), a to z důvodu škodlivosti rtuti vůči lidskému tělu. [6]

2.4 Nepřímé měření krevního tlaku

Pro nepřímé měření TK se využívá manžety, která se obepne po obvodu končetiny. Ve většině případů se upíná na horní část paže, pokud je ale paže nepřístupná, například kvůli chirurgickým zákrokům, obepíná okolo nohy. Zvýšením tlaku manžety se omezí průtok krve a následně mohou probíhat měření. Manžeta by měla být o 20% větší než je průměr použité končetiny, nebo aspoň pokrývat dvě třetiny její délky. Pokud je manžeta příliš malá nebo naopak velká, naměřené hodnoty nebudou přesné.

Ke zjišťování krevního tlaku je nejpoužívanější neinvazivní měření, protože je časově nenáročné a šetrné vůči pacientovi. Ve většině použitých metod je neinvazivní měření krevního tlaku nespojitě. [7][8][9]

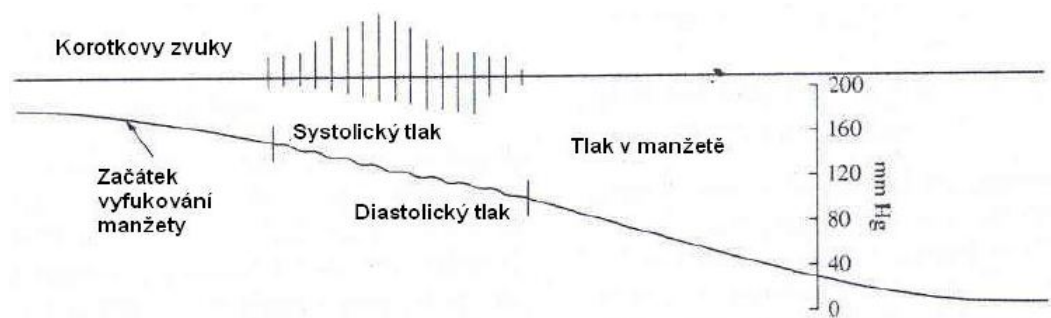
2.4.1 Auskultační metoda

Pro nejjednodušší měření auskultační metodou je zapotřebí manžety, manometru pro měření tlaku v manžetě a fonendoskopu. Manžeta se upíná na horní část paže ve výši srdce, kde po natlakování nad systolický tlak způsobuje deformaci tepny, ve které se následně zamezuje průtoku krve dále do končetiny. Postupným ubíráním tlaku v manžetě se přibližujeme k systolickému tlaku pacienta. Jakmile je v manžetě nižší tlak než systolický, dochází k průchodu krve přes deformované krevní řečiště. Jelikož je proudění turbulentní, má za následek vznik charakteristických zvuků. Tyto zvuky popsal Nikolaj Korotkov a jeho jméno nesou dodnes. Jakmile zvuky vymizí, tlak krve je roven diastolickému tlaku a krevní řečiště se obnoví do původního stavu, kterému se říká laminární proudění .

Nikolaj Korotkov popsal čtyři zvuky, nebo také fáze. Později byla přidána pátá fáze. Pro měření se tlak v manžetě zvýší na úroveň, při které neprotéká krev. Následně se tlak pomalu snižuje, dokud nejsou slyšet Korotkovovy zvuky.

1. fáze: Jakmile je slyšet první jasný zvuk, nastává první fáze Korotkovových zvuků. V ten moment je tlak v manžetě téměř shodný se systolickým tlakem, jen o něco nižší. Postupným snižováním tlaku v manžetě dochází k většímu průtoku krve tepnou, a tím při poklesu o 10 až 15mmHg od systolického tlaku zvyšují Korotkovy zvuky svou intenzitu.
2. fáze: Snímané zvuky nabývají charakteru šelestu. Při snižování tlaku v manžetě o 15 až 20mmHg jsou stále slyšitelné.
3. fáze: Zvuk následně získává charakter úderu.
4. fáze: Stálým snižováním tlaku v manžetě dochází k uvolňování tepny a průtok krve v žilách se začíná vracet do normálu. Následkem toho dochází k tlumení a slábnutí zvuku.
5. fáze: V okamžiku, kdy vymizí poslední zvuk, krevní řečiště se vrátí ze deformovaného stavu do normálního a krevní tlak v manžetě je téměř roven diastolickému tlaku.

Poslechové měření auskultační metodou je zatíženo subjektivní chybou a přesnost se může lišit přibližně o 5 mmHg. Je to způsobeno tím, že osoba, která měření provádí a vyhodnocuje, musí mít dobrý sluch v oblasti nízkých kmitočtů. Těžce rozpoznatelné je také vymizení posledních zvuků, kdy se určuje diastolický tlak. Automatizované měření je o něco přesnější, protože zde nedochází k rozhodování jedince, ale k vyhodnocení stavu programem. Při těchto měřeních je zapotřebí naprostého klidu, v hlučném prostředí je vyhodnocování krevního tlaku obtížnější. Rovněž nesmí docházet k pohybu paže pacienta, neboť mikrofon umístěný ve fonendoskopu pod manžetou je velice citlivý a sebemenší pohyb zanáší do měření další nežádoucí



Obr. 2.4: Vliv průběhu tlaku v manžetě na vznik Korotkovových zvuků. [6]

zvuky.

Při měření auskultační metodou je také velice důležité mít manžetu správných rozměrů. V tabulce 2.1 jsou doporučené rozměry manžet podle americké kardiologické asociace. Špatné rozměry manžety způsobují odchylky měření, které zapříčiňují vysoké nebo nízké hodnoty krevního tlaku.

Označení manžety	Obvod paže [cm]	Šířka duše [cm]	Délka duše [cm]
Novorozenec	5 - 7,5	3	5
Kojenec	7,5 - 13	5	8
Dítě	13 - 20	8	13
Mládež	17 - 26	11	17
Dospělí	24 - 26	13	24
Dospělí většinou	32 - 42	17	32
Stehno	42 - 50	20	42

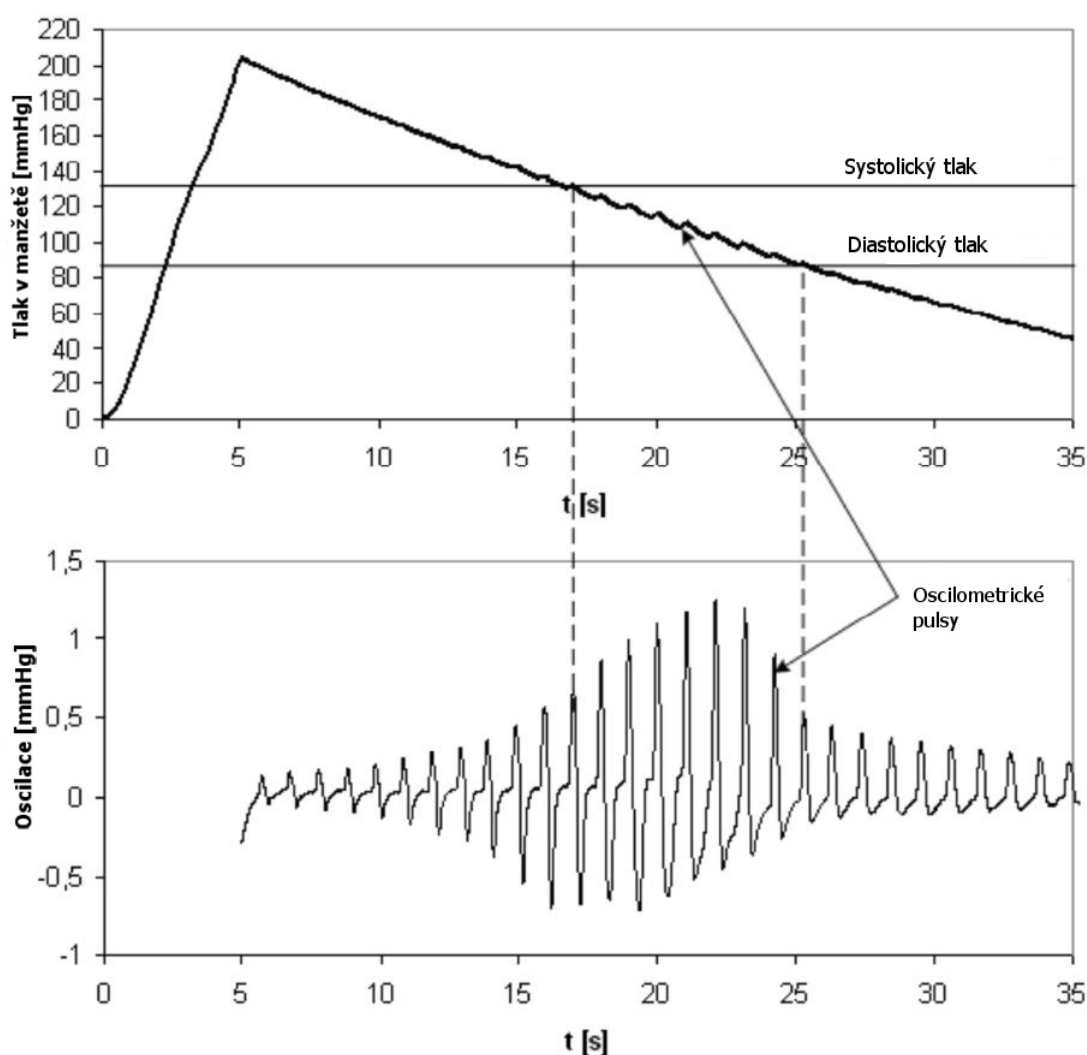
Tab. 2.1: Doporučené rozměry manžety podle AHA.[9]

Auskultační metoda také umožňuje měřit krevní tlak zvyšováním tlaku v manžetě. Tohoto měření se ale příliš nepoužívá, protože při pumpování vzduchu do manžety vznikají rušivé zvuky znemožňující získat relevantních výsledků. Ke zvyšování tlaku je také možné použít tlakovou lahev nebo tlakový kompresor, který by dokázal rovnoměrně zvyšovat tlak v manžetě. Užití kompresoru by však rovněž mohlo způsobit rušení a tím částečně ovlivnit výsledky měření. [8][9][10]

2.4.2 Oscilometrická metoda

K měření oscilometrickou metodou je zapotřebí manžety a senzoru snímajícího tlak v manžetě. Je možné využít metodu se dvěma manžetami. Žádné jiné senzory nejsou v tomto případě potřebné.

Při měření oscilometrickou metodou se manžeta nafoukne nad systolický tlak, čímž se zaškrtí artérie. Postupným snižováním tlaku v manžetě pak dochází ve zdeformované tepně k turbulentnímu proudění. Arteriální vibrace a oscilace se projeví na tlaku manžety, který je snímán a monitorován. Oscilace při snižování tlaku zvyšují svou intenzitu. Jakmile je amplituda nejvyšší, jsou oscilace v maximu. Následně se za stálého snižování tlaku začne zmenšovat i amplituda oscilací, dokud se manžeta zcela nevypustí a průtok krve v krevním řečišti se nevrátí do normálu. Maximum oscilace je rovno střední hodnotě arteriálního tlaku. Systolický tlak je roven začátku oscilací a diastolický tlak se určuje v momentě prudkého snižování oscilací. Diastolický tlak se také určuje podle různých algoritmů pomocí systolického a středního tlaku.



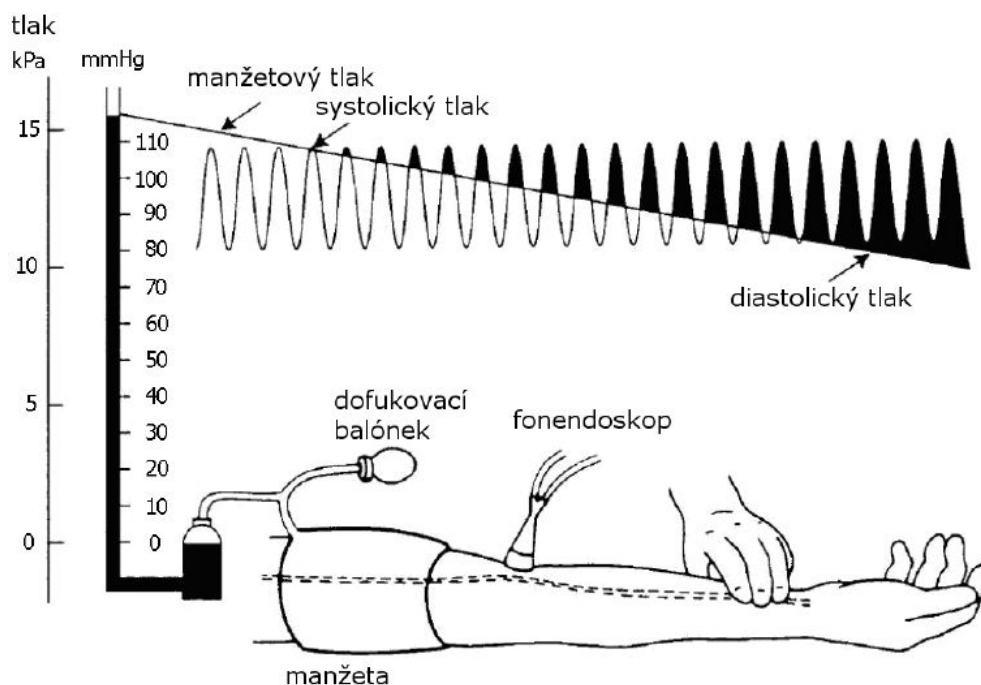
Obr. 2.5: Vliv průběhu tlaku v manžetě na vznik oscilací. [11]

Velký vliv na měření má pohyb paže. Pohyb pacienta a napínání jeho svalů způsobuje objemové změny v manžetě a následně špatné vyhodnocování krevního tlaku.

Oscilometrická měření jsou dále ovlivněna srdečními kontrakcemi. I dochání do jisté míry ovlivňuje oscilometrické pulzní amplitudy. Výsledky oscilometrických metod se mohou odchylvat od skutečných hodnot krevního tlaku o 10 až 15 procent.[7][9]

2.4.3 Palpační metoda

Palpační metoda využívá lehkého mechanického stlačení, díky kterému se zachycuje postupující vlna proudící krve. Nediagnostikuje se tedy sluchem, ale hmatem (obrázek 2.6). Palpací lze určovat některé vlastnosti tepu, jako například frekvenci, rytmus, amplitudu a sílu nárazu tepových vln. Přestože je použití této metody jednoduché, je zde velké riziko subjektivní chyby a lze touto metodou měřit pouze systolický tlak. [16]



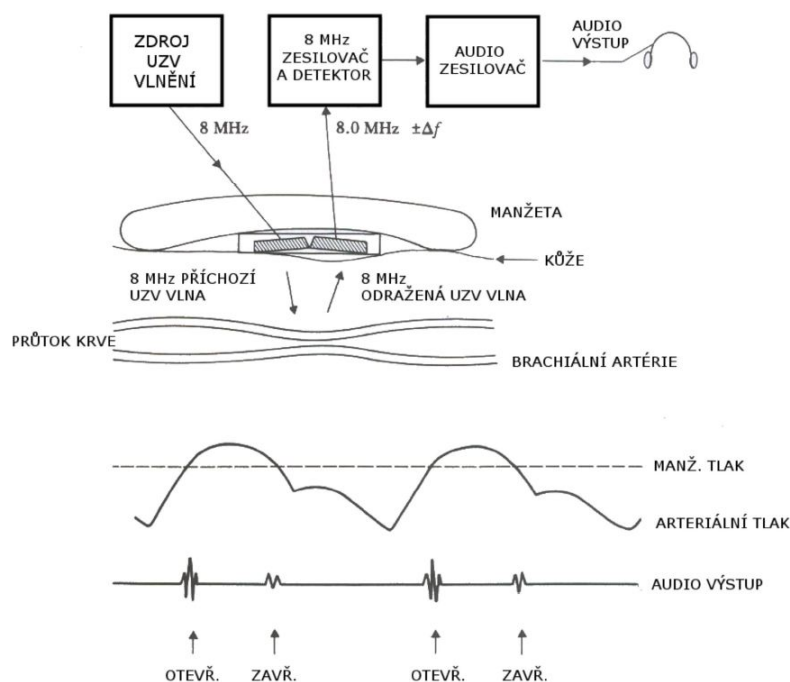
Obr. 2.6: Znázornění měření palpační a auskultační metody. [11]

2.4.4 Ultrazvuková metoda

Krevní tlak lze také měřit pomocí ultrazvuku. U této metody je zapotřebí manžety upevněné na paži ve výši srdce, uvnitř které je vložen ultrazvukový vysílač a přijímač. Vysílané signály se dostávají k artérii, tam se částečně odrážejí zpět a následně jsou snímány přijímačem.

Zvýšením tlaku v manžetě nad diastolický tlak lze při každém úderu srdce ultrazvukem zachytit otevření a zavření přiškrčené tepny. Stálým zvyšováním tlaku

v manžetě je snížena doba mezi otevřením a zavřením tepny. Jakmile dojde ke splynutí obou momentů, měřený tlak v manžetě je na úrovni systolického tlaku. Následným snižováním tlaku dochází k prodlužování otevíracích a uzavíracích momentů až do chvíle, kdy se otevírací a uzavírací signály dvou pulzů překrývají. V ten moment je tlak v manžetě shodný s diastolickým tlakem. Měření touto metodou znázorněné na obrázku 2.7. [6][11]



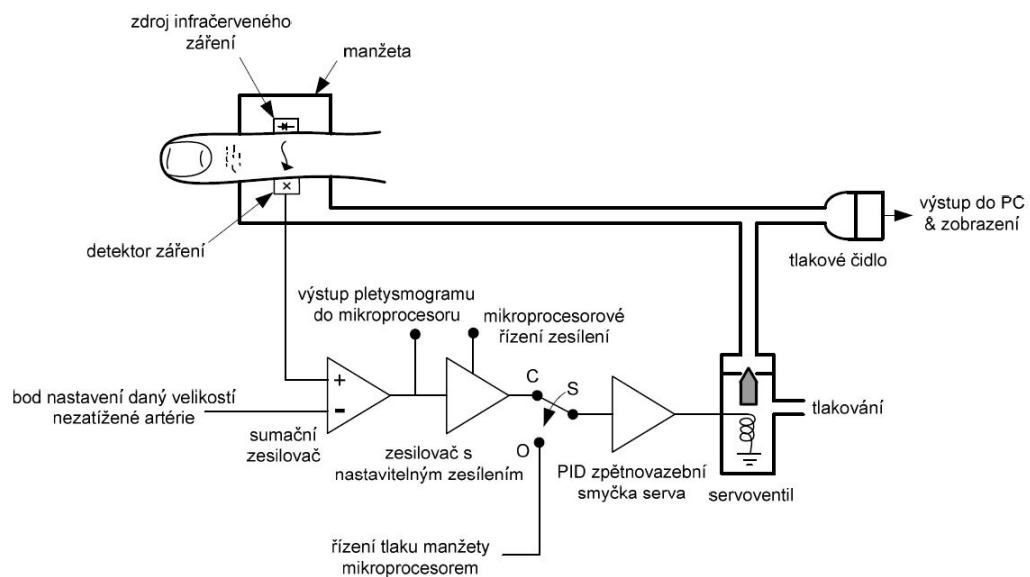
Obr. 2.7: Znázornění měření ultrazvukovou metodou. [11]

2.4.5 Spojité nepřímé měření TK

Metodu popsal a vyvinul český vědec Jan Peňáz, v některých dokumentech je proto nazývána Peňázova.

Tato metoda je částečně podobná té oscilometrické, manžeta však není upevněná na paži, ale je vytvořena speciálně na velikost prstu. Uvnitř je fotoelektrický pletysmograf, díky kterému prochází světlo přes prst. Pletysmografický snímač zachycuje světlo z fotočlánku a přístroj následně dokáže měnit tlaky v manžetě tak, aby intenzita procházejícího světla a objem prstu, byly konstantní. Změněné hodnoty v manžetě odpovídají změně tlaku krve.

Při zaškrcení prstu manžetou, dochází na rozdíl od jiných nepřímých metod ke stálému průtoku krve, proto lze Peňázovou metodou měřit tlak spojitě po delší dobu. [6][9][10]



Obr. 2.8: Princip měření TK metodou spojitého nepřímého měření. [11]

3 PRAKTICKÁ ČÁST

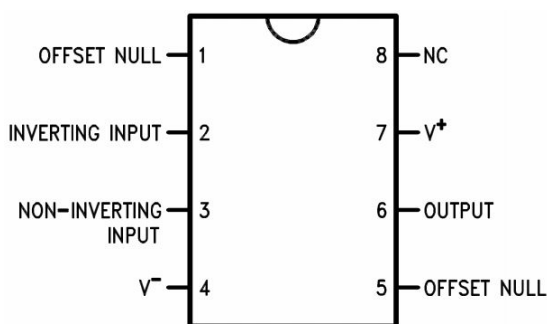
3.1 Mikrofon

Elektretový mikrofon je v podstatě kondenzátorový mikrofon, u kterého je membrána realizována elektretem. Elektret je permanentně elektricky nabitá nevodivá hmota. V mikrofonním obalu je umístěn předzesilovač s vysokým vstupním odporem vyžadující napájení v jednotkách voltů.[12]

Pro snímání zvukových signálů v artérii byl použit elektretový mikrofon typu PMOF-6027PN-42UQ. Tento mikrofon pracuje ve frekvenčním rozsahu od 20Hz do 16kHz, což umožňuje měřit Korotkovovy zvuky v požadovaném frekvenčním rozsahu 50 až 350Hz. Výrobce uvádí, že napájecí napětí lze volit v rozmezí 1V až 10V a doporučený R_L je 2,2k Ω . [13]

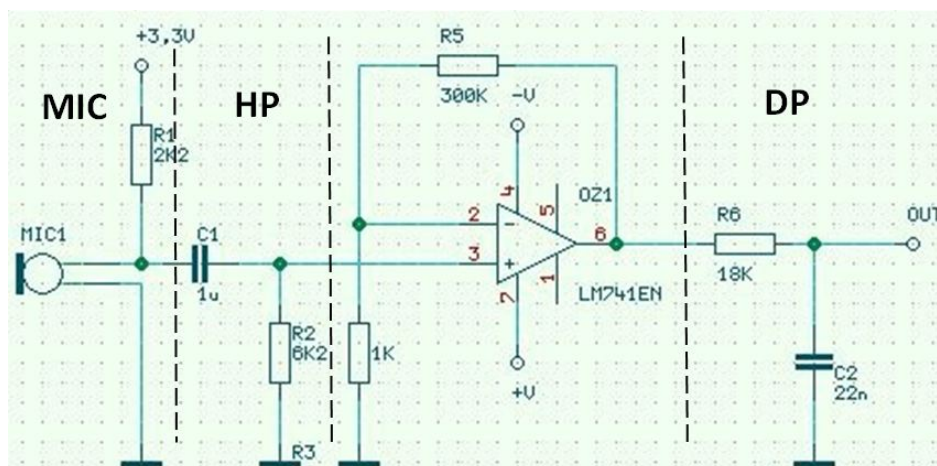
3.2 Předzesilovač Korotkovových zvuků

Snímáním Korotkovových zvuků mikrofonem se získává signál v řádech milivoltů. Takto získaný signál je nutné nejprve zesílit, aby s ním bylo možné dále pracovat. Proto byl k měřicí aparatuře navržen předzesilovač s operačním zesilovačem LM 741. Vstupy u tohoto OZ jsou na pinech 2 a 3, výstup je na pinu 6. Pro napájení jsou použity piny 4 a 7. Zbývající piny nejsou připojeny, protože jsou v tomto případě nepotřebné.



Obr. 3.1: Zapojení pinů operačního zesilovače LM 741. [17]

Jelikož se rozsah Korotkovových zvuků pohybuje přibližně mezi frekvencemi 50Hz až 350Hz, je vhodné navrhnout předzesilovač s pásmovou propustí. V tomto případě se jedná o jednoduchý invertující zesilovač s pasivním filtrem prvního řádu obsahujícím horní propust o mezním kmitočtu 25Hz a dolní propust s mezní frekvencí 400Hz. Získaný signál v tomto frekvenčním pásmu je tedy oříznut o nadbytečné signály, které by do měření mohly zavádět odchylky.



Obr. 3.2: Schéma zapojení s naznačením propustí.

Dalším požadavkem bylo nastavit zesílení tak, aby výsledný průběh byl použitelný pro posuzování Korotkovových signálů. Optimální zesílení je zde navrženo $A_u = 271$, které je nastaveno vazbou rezistorů R3 a R4 dle rovnice 3.1.

$$A_u = 1 + \frac{R_4}{R_3} \quad (3.1)$$

Napájení celého předzesilovače je 12V. Horní propust je nastavena pomocí rezistoru R2 a kondenzátoru C1. Hodnota kondenzátoru byla zvolena, rezistor se dopočítal vyjádřením R ze vztahu 3.2.

$$A_u = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (3.2)$$

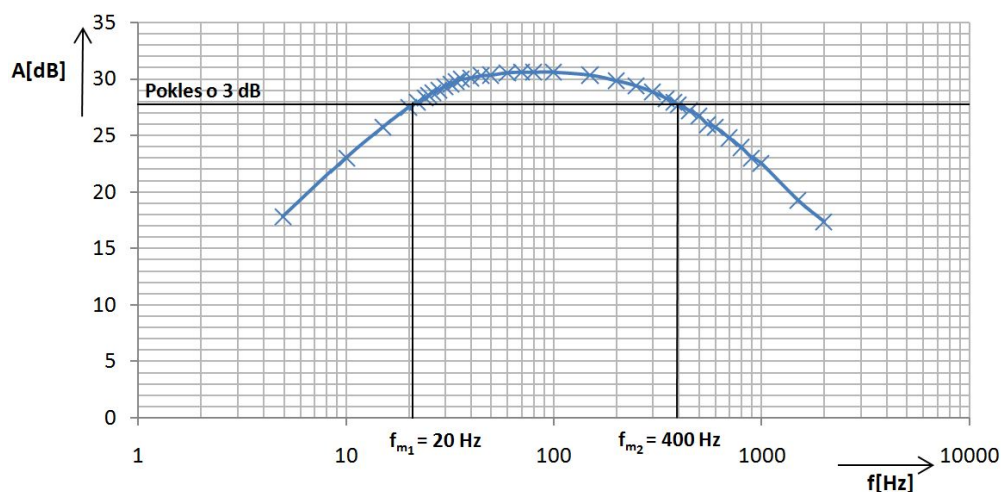
Stejným způsobem byla počítána i dolní propust. Ta je umístěna na výstupu zesilovače, aby nedocházelo k rušením mezi propustmi a výsledný průběh byl efektivnější.

Frekvenční charakteristika:

F [Hz]	5	10	15	20	22	24	26	28	30	32	34	36
A [dB]	17,8	23,0	25,8	27,5	28,0	28,4	28,8	29,0	29,3	29,6	29,8	30,0
F [Hz]	40	45	50	60	70	80	100	150	200	250	300	350
A [dB]	30,1	30,3	30,4	30,6	30,6	30,6	30,6	30,3	29,9	29,4	28,9	28,3
F [Hz]	380	400	450	500	550	600	700	800	900	1000	1500	2000
A [dB]	28,0	27,7	27,2	26,8	26,0	25,8	24,8	24,0	23,0	22,5	19,3	17,4

Tab. 3.1: Změřené hodnoty frekvenční charakteristiky předzesilovače.

Frekvenční charakteristika předzesilovače



Obr. 3.3: Průběh frekvenční charakteristiky předzesilovače.

Schéma zesilovače bylo navrženo v návrhovém programu Formica, kde se dá následně jednoduše navrhnout i plošný spoj.

3.3 Měřící rozhraní SensorDAQ

Získávání veškerých dat z tlakové sondy Vernier i z mikrofónové sondy probíhá pomocí měřicího rozhraní Vernier SensorDAQ od firmy National Instruments. Data jsou vedena do počítače přes USB rozhraní a zpracovávána v programovacím prostředí LabVIEW. K této sondě je možné připojit mnoho dalších měřicích sond. K rozhraní lze zapojit nejen zakoupené sondy pomocí speciálních konektorů, ale i vlastní sondy přes analogové porty. [15]



Obr. 3.4: Měřící rozhraní sensor DAQ.[20]

3.4 Tlaková sonda Vernier

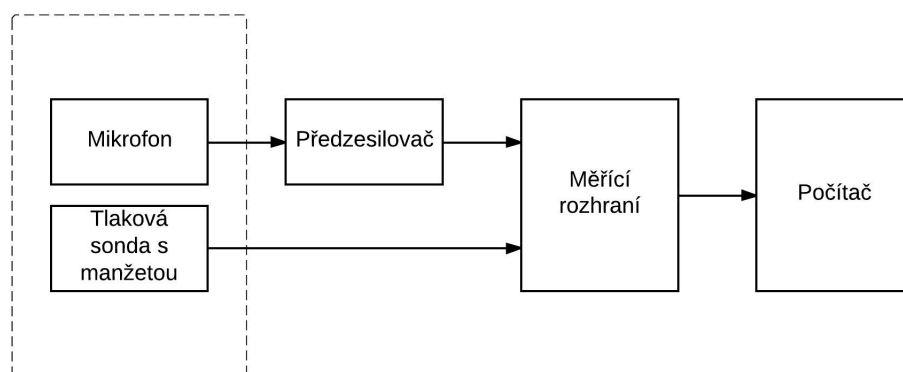
Sonda je tvořena membránou a čidlem tlaku. Membrána se prohýbá v závislosti na měřeném tlaku. Senzor převádí pohyby membrány na výstupní napětí, což je následně přepočítáno na hodnotu krevního tlaku. Zařízení také obsahuje speciální obvody, které snižují chyby způsobené teplotami. [14]

Specifikace:

- Měřicí rozsah: 0 až 250mmHg
- Přesnost: $\pm 3\text{mmHg}$
- Teplotní rozsah pro použití korekce: 0 až 50°C

3.5 Zapojení přípravku

Aby bylo možné měřit a získávat data, je zapotřebí zapojit přípravek podle blokového diagramu. Tlaková sonda s manžetou a mikrofon fungují jako senzory. Manžeta



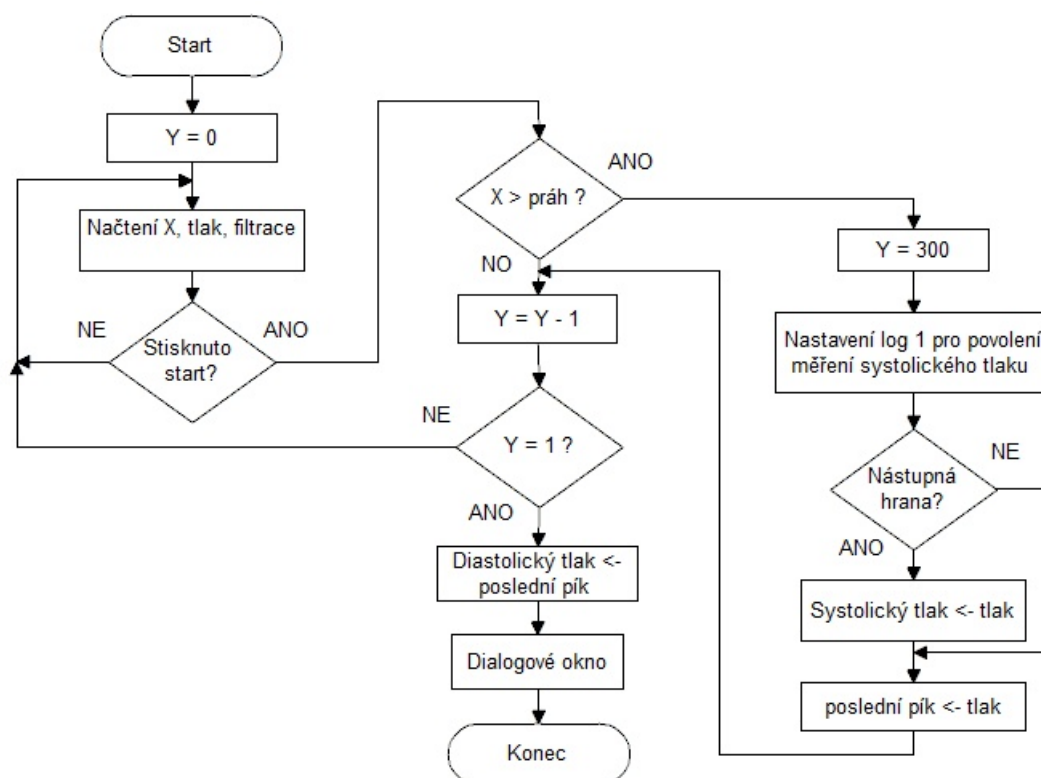
Obr. 3.5: Blokový diagram přípravku.

se upíná k paži pacienta a mikrofon se přikládá za manžetu, jak bylo popsáno v kapitole 2.4.1. Snímaný zvuk prochází zesilovačem, ve němž dochází k zesílení signálu na požadovanou úroveň. Následně je se snímaným tlakem nahráván do měřicího rozhraní, které díky nainstalovanému softwaru může přesouvat data do počítače, kde následně dochází k analýzám získaných signálů v LabVIEW.

3.6 Program v LabVIEW

Rozvržení a návrh programu

Na začátku programu je nutno načíst data tlaku, jež jsou zapotřebí následně vyfiltrovat. Detekce začíná až po stisknutí tlačítka, jak je patrné z diagramu. (obrázek 3.6) Překročí-li hodnota signálu nastavenou prahovou hodnotu, do Y se zapíše 300 a nastaví se logická 1, která povolí zapsání systolického tlaku. Je-li 1 zapsána poprvé, do systolického tlaku se zapíše aktuální hodnota tlaku v manžetě, což zajišťuje nástupná hrana, která se může změnit pouze jednou. Pokud již v minulosti toto nastavení proběhlo, zápis systolického tlaku se přeskočí a uloží se hodnota posledního píku. Od Y se odečte 1, což se stane i v případě, že není hodnota prahu překročena. Ve smyčce se takto čeká, až se Y dostane do jedničky, zapíše se tlak z manžety do systolického tlaku, vypíše se naměřená hodnota a program se ukončí.



Obr. 3.6: Vývojový diagram programu.

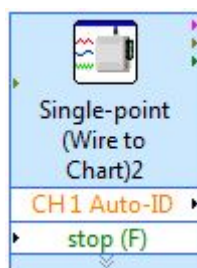
Programová část pro měření systolického a diastolického tlaku by se dala z funkčního hlediska rozdělit do čtyř částí.

První je sběr dat a nastavení filtrů. Filtrovaná data následně prochází detektorem, který zjišťuje, zda signál překročil určitý práh. Následně se vyhodnocuje

systolický a diastolický tlak a poslední částí je ukončení programu s resetováním logických hodnot a vypsáním hodnoty tlaku na obrazovku.

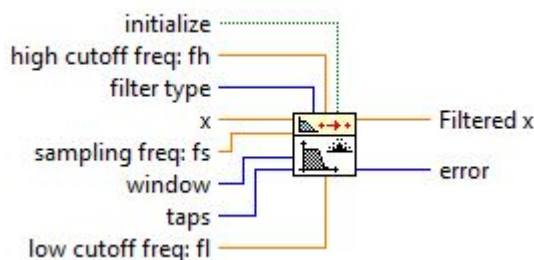
3.6.1 Získávání a filtrace dat

Aby byla měřená data zaznamenána v LabVIEW a mohla se dále vyhodnocovat, na začátku všeho je prvek *Single-point* (obrázek 3.7), jehož nastavením je možné získávat aktuální tlak z manžety. Na výstupu jsou již zobrazeny hodnoty tlaku v milimetrech rtuťového sloupce. Zároveň však umožňuje zapisovat úroveň napětí přicházejícího z mikrofonu. Nevýhodou oproti *DAQ Assistant*, který dokáže sbírat napěťová data, je, že *Single-point* neumí posílat přímo navzorkovaný signál, ale bere bod po bodu v reálném čase, čímž nastává problém s filtrací a volbou správného prvku.



Obr. 3.7: Prvek *Single-point* pro získávání hodnot tlaku.

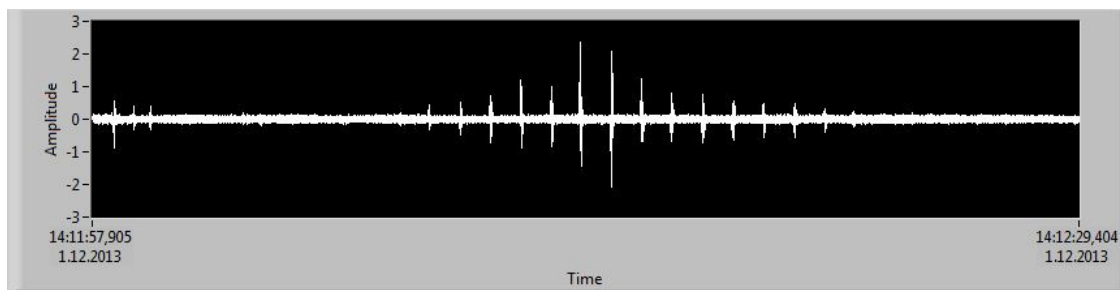
K filtraci se používá FIR filtr s konečnou impulsní charakteristikou, který je přímo určený pro měření „point by point“. Jedná se o pásmovou propust, díky níž jsou potlačeny zbylé šumy a nechtěné signály. Nastavení filtrace je možné nechat buď



Obr. 3.8: FIR filtr pt-by-pt.

automaticky na přednastavených a ozkoušených hodnotách, které fungovaly v tichém prostředí spolehlivě, nebo jde provádět nastavení ručně, což lze využít v hlučnějších prostorech.

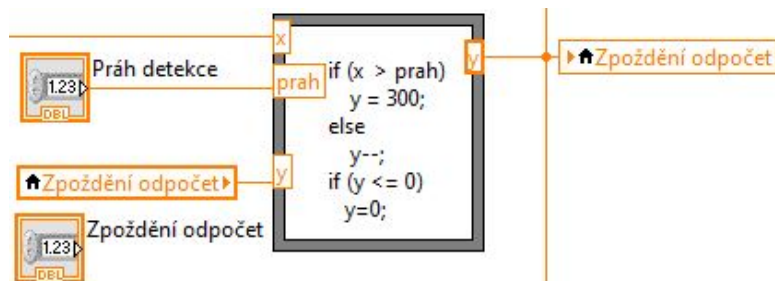
Nejlépe zřetelné Korotkovovy zvuky nastávají při nastavení filtru s dolním mezním kmitočtem 40Hz, horním mezním kmitočtem 45Hz, řádem filtru 29 a nastaveným Hanningovým oknem. Takto filtrovaný signál lze již snadno detekovat a nenastávají problémy s šumy způsobenými okolním prostředím.



Obr. 3.9: Snímané Korotkovovy zvuky.

3.6.2 Prahový detektor

Filtrovaná data, v nichž vyniká požadovaný signál, jsou přiváděna k detektoru prahu. Tato část je tvořena jednoduchým kódem v jazyce C, umístěným ve *Formula node*, kde se porovná napěťová úroveň přiváděného signálu se zvolenou hodnotou.



Obr. 3.10: Nastavení detekovaného prahu.

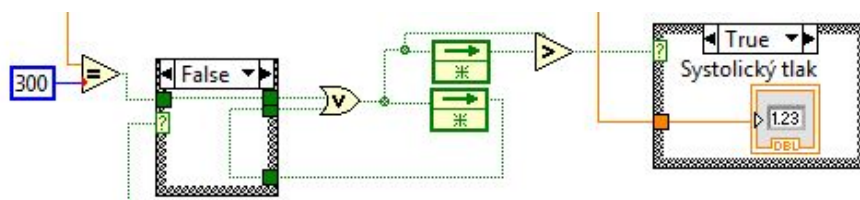
Překročí-li signál stanovenou úroveň, jejíž nastavení bývá okolo 0,05 V, spustí se čekací smyčka trvající 300 programových operací, přičemž při každém překročení prahu se smyčka restartuje a začíná znovu od 300. To je z toho důvodu, že Korotkovovy signály jdou za sebou v určitém intervalu, který je dán tlukotem srdce.

Nastavení prahu nemůže být při každém měření stejné, protože záleží na upevnění fonendoskopu s mikrofonom k paži. Hlavní roli zde hraje tlak, kterým je fonendoskop přitlačen. Čím více je přitlačen, tím větší je napěťová úroveň signálu, ale také šumu. Fonendoskop je nutné také připevnit nějakou stahovací páskou a nesmí se držet rukou. Chvění ruky totiž způsobuje zkreslení signálu a následná detekce Korotkovových zvuků je pak téměř nemožná, což je naprosto nežádoucí.

Ovšem aby měření mohlo vůbec proběhnout, je nejdříve nutné zapnout detekci uloženou v case structure tlačítkem start. To je přidáno proto, aby mohla být nastavena manžeta na paži a natlakována na potřebnou hladinu a nedocházelo k chybné detekci. Zapíná se tedy až když tlak v manžetě je maximální, pacient je v naprostém klidu a nedochází k nežádoucím pohybům paže či manžety při jejím nafukování. Seběmenší pohyby před detekcí prahu způsobují chybné určení systolického tlaku.

Detekce systolického tlaku

Jakmile se překročí stanovená prahová úroveň, spustí se čekací smyčka, hodnota *y* je rovna 300, *case structure* je nastaven na hodnotu TRUE a *numeric control*, který zapisuje tlak, získá hodnotu tlaku v čase, kdy nastalo překročení prahu a byla detekována nástupná hrana. Je-li změna z 0 do 1, logická 1 spustí uložení aktuálního tlaku do *numeric control*. K tomu je využito porovnání logického datového signálu s tímtéž zpožděným signálem.

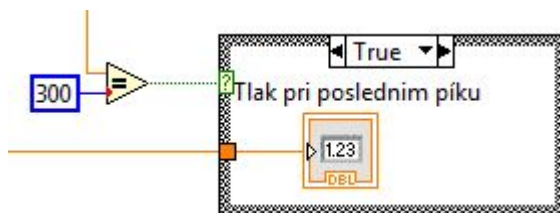


Obr. 3.11: Detekce systolického tlaku.

Aby hodnota TRUE zůstala zachována a tlak se nepřepisoval, je potřeba ponechat TRUE nastavenou až do konce měření. To je zajištěno logickým OR se zpětnou vazbou. Tím se při prvním překročení prahu nastaví logická 1, která tak zůstane.

3.6.3 Určení diastolického tlaku

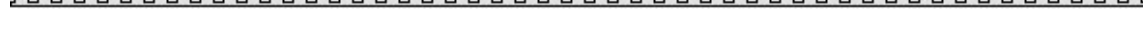
Při rovnosti hodnot *x* a konstanty 300 se pošle hodnota TRUE, stejně jako u detekce



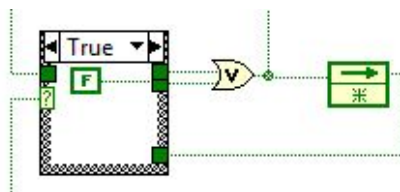
Obr. 3.12: Zajištění posledního píku.

systolického tlaku, do *case structure*, který zaznamenává každý pík Korotkovových zvuků. Při každém novém detekovaném signálu se však tato hodnota přepisuje.

The screenshot shows a Java Swing window titled "Tlak". It contains a text area with the text "Systolický tlak je: %. Diastolický tlak je: %." and a button labeled "Tlak pri poslednim píku". The window has a standard Mac OS X title bar with red, yellow, and green buttons. The text area is highlighted with a pink border, and the button is highlighted with an orange border. The window is connected to a Java IDE by a line.



Vyresetování logických hodnot je provedeno pomocí case structure, v němž je konstanta FALSE. Přejde-li signál, že je program ukončen, konstanta se přivede k logickému OR, na jehož výstupu byla doposud logická 1, která je tak znegována.



Obr. 3.16: Vyresetování logických 1 na logické 0.

Před ukončením programu jsou data také uložena. Vodič je veden přes *flat sequence structure*, protože jinak by docházelo k chybám při uložení, a data by se tak neukládala vždy těsně před skončením měření.

3.6.5 Kalibrace přístroje

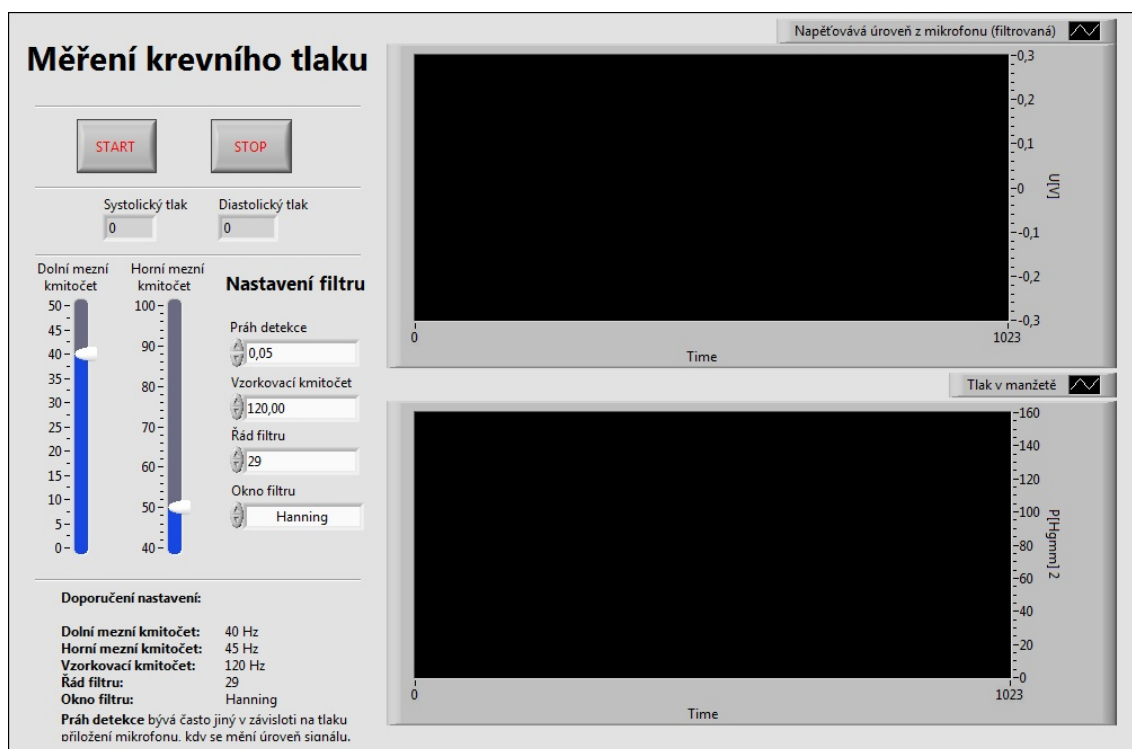
Takto vytvořený software již měří systolický a diastolický tlak. Aby však bylo měření přesné, je zapotřebí provést kalibraci měřícího přípravku. V tlakové sondě nebo v programovém přepočtu z hodnoty napětí na tlak v milimetrech rtuťového sloupce je totiž zavedena odchylka, která zavádí do měření podstatnou chybu.

Kalibrace lze dosáhnout připojením prodávaného, již zkalibrovaného měřícího přístroje, který lze přímo zakoupit v obchodech, k tomuto měřicímu aparátu. Takto je na jedné manžetě připojeno jak tlakové čidlo, tak i zapůjčený měřicí přístroj. Díky tomu lze získat dva druhy výsledků, které nám při porovnání a zprůměrování několika měření udají konstantu, kterou je pak třeba přičíst k měřeným výsledkům. Výrobce sice udává přesnost $\pm 3\text{mmHg}$, ale v tomto případě je zapotřebí přičíst konstantu 11mmHg. K dospění tohoto poznatku bylo provedeno více než deset měření.

3.6.6 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní programu je velice intuitivní. Kromě tlačítka start a stop pro měření bylo přidáno ruční nastavení filtru, pod kterým jsou doporučené hodnoty k měření krevního tlaku.

Panel je také obstarán dvěma grafy, ve kterých se zobrazuje aktuální napěťová úroveň z mikrofonu a aktuální hodnota tlaku v manžetě, což uživateli umožňuje posoudit přesnost zařízení i negativní vlivy způsobené pohybem paže. V neposlední řadě mu to dává možnost nastavit filtr dle vlastních potřeb.



Obr. 3.17: Uživatelské rozhraní programu pro měření krevního tlaku.

3.6.7 Výsledky měření

Pro názornost byly naměřeny dva vzorky krevního tlaku od pěti dobrovolníků (tabulka 3.2). Porovnáním hodnot z obou tlakoměrů lze vyvodit, že výsledky jsou velice podobné, dokonce téměř shodné. Dle výrobce by ale mělo proběhnout několik měření a průměrováním určit správný tlak, protože výsledky tohoto typu měření jsou orientační. Měření tak tedy může být pokaždé nepatrně odlišné i v případě stejného tlaku pacienta, což lze též říci o zařízení v LabVIEW.

Z toho lze vyvodit, že zařízení pracuje relativně přesně a splňuje požadavky pro měření krevního tlaku.

Pacient č.	"Kalibrační"tlakoměr	Tlakoměr v LabVIEW
1	122/80	125/80
2	116/75	113/76
3	106/70	108/69
4	141/94	138/93
5	114/70	114/69

Tab. 3.2: Naměřené hodnoty tlaků z 2 různých přístrojů

4 ZÁVĚR

V bakalářské práci se snažím čtenáři přiblížit, jakými metodami lze měřit krevní tlak a jaké jsou jejich specifikace. Také jsem zde uvedl historii měření a obecné znalosti týkající se krevního tlaku. Nejvíce se v teoretické části věnuji kapitole referující o měření auskultační metodou, a to z toho důvodu, že je tato práce zaměřena především na měření touto automatizovanou metodou.

V druhé části se věnuji návrhu zapojení měřících přístrojů určených k měření Korotkovových zvuků a návrhem obslužného programu, jenž je tvořený v LabVIEW.

Měřící rozhraní a tlakovou sondu s manžetou jsem měl zapůjčené z VUT od vedoucího práce, dále bylo nutné navrhnout předzesilovač pro získávání Korotkovových zvuků. Navrhl jsem tedy jednoduchý invertující zesilovač s pasivní horní a dolní propustí prvního řádu, které společně tvoří pásmovou propust v rozmezí 25 až 400 Hz. Reálné hodnoty mezních frekvencí jsou nepatrně odchýlené od těch vypočtených, což je způsobeno odchylkami hodnot součástek. Zesílení jsem navrhl tak, aby bylo možné získávat výrazné signály Korotkovových zvuků. U tohoto zařízení jsem připojením na generátor proměřil frekvenční charakteristiku, kterou jsem následně vynesl do grafu.

V LabVIEW jsem vytvořil program, který umožňuje detekovat signály, následně je filtrovat a pomocí nastavitelného prahu v nich detekovat za pomoci Korotkovových šelestů systolický a diastolický tlak. Vzhledem k nepřesnosti tlakového čidla jsem musel zavést konstantu, která se k tlaku přičítá a dává správné výsledky. Výsledný obraz šelestů je výrazný a šum je dostatečně potlačen. Šum by bylo ještě možné snížit odstíněním součástek od vnějšího rušení a užitím koaxiálního kabelu. To ovšem v tomto případě není nutné. Uživatelské rozhraní jsem vytvořil tak, aby bylo jeho ovládání co nejsnazší.

Součástí přílohy je video, na kterém je demonstrováno měření tlaku s vytvořeným tlakoměrem měřícím Korotkovy zvuky a kalibrovaným tlakoměrem, který měří oscilometrickou metodou, na němž jsou patrné velice podobné výsledky s minimální odchylkou.

LITERATURA

- [1] Krevní tlak. *Krevní tlak.info* [online]. [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://krevni-tlak.info/>>
- [2] What Is Hypotension?. *National Heart, Lung and Blood institute* [online]. 2010 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/hyp/>>
- [3] Nízký krevní tlak. *Vitalion* [online]. 2012 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://nemoci.vitalion.cz/nizky-krevni-tlak/>>
- [4] What Is High Blood Pressure?. *National Heart, Lung and Blood institute* [online]. 2012 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/hbp/>>
- [5] Vysoký krevní tlak. *Vitalion* [online]. 2012 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://nemoci.vitalion.cz/vysoky-krevni-tlak/>>
- [6] VYMAZAL, Bronislav. *Měření krevního tlaku a posouzení vlivu zátěže: Measurement of blood pressure and influence of physical load*. Brno: Vysoké učení technické, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009.
- [7] JOBBÁGY, Ákos, P. CSORDÁS a A. MERSICH. *Blood Pressure Measurement: Assessment of a Variable Quantity. Zdravniski Vestnik: TECHNOLOGIES* [online]. 2011, č. 80, 316 - 324 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <http://szd.si/user_files/vsebins/Zdravniski_Vestnik/2011/april/316-24.pdf>.
- [8] WARD, M a J. A. LANGTON. *Blood pressure measurement. Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care Pain* [online]. 2007, no. 4, s. 122-126 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z URL: <<http://ceaccp.oxfordjournals.org/content/7/4/122.full.pdf>>.
- [9] CHMELAŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995. ISBN 80-85867-63-X.
- [10] CHMELAŘ, M. a J. ROZMAN. *Lékařská přístrojová technika*. 1. vyd. Praha: SNTL - Nakladatelství technické literatury, 1982. ISBN 05-111-82.
- [11] FABIÁN, Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku: Založené na oscilometrickém principu*. Praha, 2012. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky.

- [12] Konstrukce mikrofonů: Elektretový mikrofon. *Elektroakustika* [online]. [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <http://www.elektroakustika.cz/types_microphones.html#electret>
- [13] PMOF-6027PN-42UQ. HITPOINT. *Datasheet* [online]. [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.gme.cz/img/cache/doc/643/026/pmof-6027pn-42uq-datasheet-1.pdf>>
- [14] Blood Pressure Sensor. VERNIER SOFTWARE & TECHNOLOGY. *User's Manual* [online]. [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.vernier.cz/katalog/manualy/en/bps-bta.pdf>>
- [15] Vernier SensorDAQ. VERNIER SOFTWARE & TECHNOLOGY. *User's Manual* [online]. [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <http://www.vernier.cz/katalog/manualy/en/sensordaq_manual.pdf>
- [16] Krevní tlak: Palpační metody. *Zdraví-cz* [online]. 2008 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://compex.zdravi-cz.eu/krevni-tlak.php>>
- [17] LM741 Operational Amplifier. TEXAS INSTRUMENTS. *Datasheet* [online]. Dallas, 2013 [cit. 2013-12-10]. Dostupné z: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm741.pdf>>
- [18] High Diastolic Pressure: Blood Pressure Chart. *Medical Devices Equipment* [online]. 2013 [cit. 2013-12-11]. Dostupné z: <<http://www.haam.us/high-diastolic-pressure>>
- [19] Turbulent Flow. *Cardiovascular Physiology Concepts* [online]. 2007 [cit. 2013-12-11]. Dostupné z: <<http://www.cvphysiology.com/Hemodynamics/H007.htm>>
- [20] SensorDAQ. VERNIER SOFTWARE & TECHNOLOGY. *Vernier* [online]. 2013 [cit. 2013-12-12]. Dostupné z: <<http://www.vernier.com/products/interfaces/sdaq/>>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

A_u zesílení

f_m mezní frekvence

AHA American Heart Association

TK krevní tlak

CVP Central Venous Pressure

OZ operační zesilovač

HP horní propust

DP Dolní propust

USB Universal Serial Bus

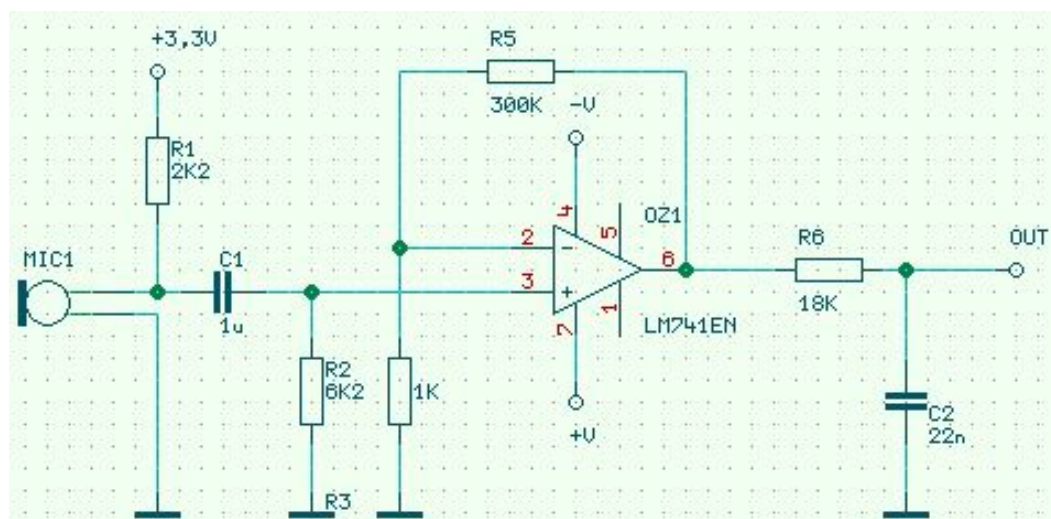
FIR finite impulse response

SEZNAM PŘÍLOH

A	Návrh předzesilovače	37
A.1	Obvodové zapojení	37
A.2	Deska plošného spoje – top (strana součástek)	37
B	Seznam součástek	38
C	Demonstrační video	39

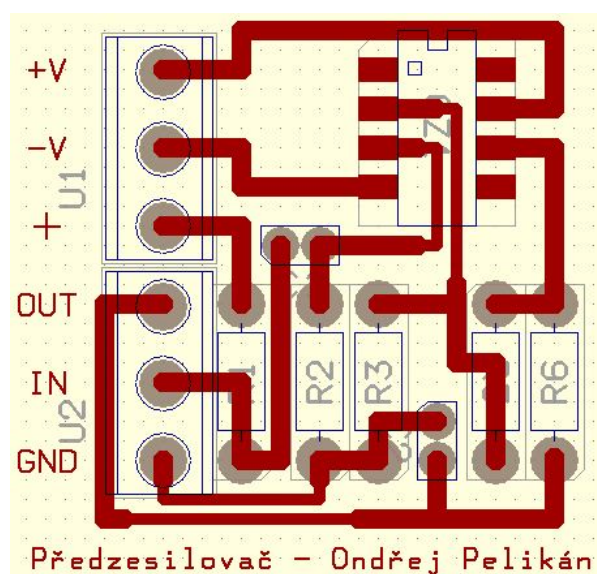
A NÁVRH PŘEDZESILOVAČE

A.1 Obvodové zapojení



Obr. A.1: Schéma zapojení předzesilovače Korotkovových zvuků.

A.2 Deska plošného spoje – top (strana součástek)



Obr. A.2: Deska plošného spoje.

B SEZNAM SOUČÁSTEK

Označení	Hodnota	Pouzdro	Popis
C1	1 μ F	4,3 mm	Kondenzátor keramický
C2	22 nF	4,3 mm	Kondenzátor keramický
OZ1	LM741	NAB0008A	Operační zesilovač
MIC1	PMOF-6027PN-42UQ		Mikrofon
R1	2,2 k Ω	0207	Rezistor
R2	6,2 k Ω	0207	Rezistor
R3	1 k Ω	0207	Rezistor
R5	300 k Ω	0207	Rezistor
R6	18 k Ω	0207	Rezistor

C DEMONSTRAČNÍ VIDEO